

JP8-224210-A



MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】

日本国特許庁 (J P)

(19)[ISSUING COUNTRY]

Japanese Patent Office (JP)

(12)【公報種別】

公開特許公報 (A)

Laid-open (kokai) patent application number (A)

(11)【公開番号】

特開平 8 - 2 2 4 2 1 0

(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER]

Unexamined Japanese patent No. 8-224210

(43)【公開日】

平成 8 年 (1 9 9 6) 9 月 3 日

(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION]

September 3rd, Heisei 8 (1996)

(54)【発明の名称】

蛍光観察装置

(54)[TITLE]

Fluorescent observation apparatus

(51)【国際特許分類第 6 版】

A61B 1/00 300

1/06

5/00 101

(51)[IPC]

A61B 1/00 300

1/06

5/00 101

【 F I 】

A61B 1/00 300 T

1/06 B

5/00 101 A

[FI]

A61B 1/00 300 T

1/06 B

5/00 101 A

【審査請求】

未請求

[EXAMINATION REQUEST]

UNREQUESTED

【請求項の数】 1

[NUMBER OF CLAIMS] 1

【出願形態】 O L

[Application form] OL

【全頁数】 8

[NUMBER OF PAGES] 8

JP8-224210-A



(21)【出願番号】

特願平 7 - 3 5 4 4 5

(21)[APPLICATION NUMBER]

Japanese Patent Application No. 7-35445

(22)【出願日】

平成 7 年 (1 9 9 5) 2 月 2 3
日

(22)[DATE OF FILING]

February 23rd, Heisei 7 (1995)

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

0 0 0 0 0 0 3 7 6

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

UENO, Hiroshi

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 植田 康弘

UEDA, Yasuhiro

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

KANEKO, Mamoru

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

ITOH, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【目的】

撮像手段に入射する蛍光像の検
出波長間での蛍光強度の分布を
同一にする補正を、安価且つ容
易に行える蛍光観察装置を提供
すること。

[OBJECT]

Offer the fluorescent observation apparatus
which can perform the correction which
equalises a distribution of the fluorescence
intensity between the detection wavelengths of
the fluorescent image which performs incidence
to image-pick-up means, cheaply and easily.

【構成】

蛍光観察装置 1 は、体腔内に挿

[SUMMARY OF THE INVENTION]

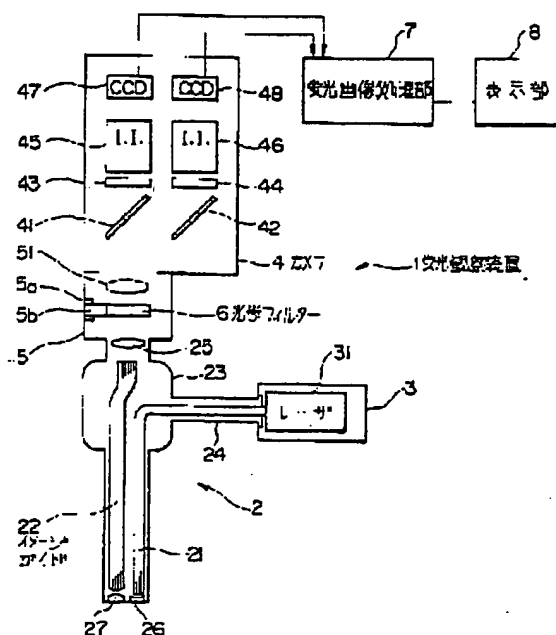
It divides to 2 optical paths which have the

入し観察領域の蛍光像などを得るための内視鏡 2 と、励起光を発生するレーザ 31 を内蔵した励起光光源装置 3 と、励起光によって生体組織から発生する蛍光像を $\lambda 1$ の波長の光と $\lambda 2$ の波長の光とを透過する透過特性を有する 2 つの光路に分割し、高感度に撮影して電気信号に変換するカメラ 4 と、このカメラ 4 と前記内視鏡 2 とを接続する蛍光像の蛍光強度分布を補正する光学フィルタ 6 を内設したカメラアダプター 5 と、前記カメラ 4 から出力された観察領域の画像の電気信号を信号処理して蛍光画像用の画像信号生成する蛍光画像処理部 7 と、この蛍光画像処理部 7 で生成された画像信号を表示する表示部 8 などにより構成されている。

transmission characteristic which performs the endoscope 2 for inserting the fluorescent observation apparatus 1 in an intra-corporeal, and obtaining the fluorescent image of an observation area etc., the excitation-light light source device 3 which built in the laser 31 which generates excitation light, and the fluorescent image which are generated from an organism tissue by excitation light the transmission of the light of the wavelength of $\lambda 1$, and the light of the wavelength of $\lambda 2$.

The camera 4 which a photograph of is taken to a high sensitivity, and is converted into an electrical signal, the camera adapter 5 which provided internally the optical filter 6 which performs the correction of the fluorescence-intensity distribution of the fluorescent image which connects this camera 4 and above-mentioned endoscope 2, the fluorescent image-processing part 7 which the signal processing of the electrical signal of the image of the observation area outputted from the above-mentioned camera 4 is performed, and performs image-signal generation for fluorescent images, It is comprised by the display part 8 which displays the image signal generated in this fluorescent image-processing part 7.

| | |
|-------------------------------------|-------------------------------------|
| 7 Fluorescent Image Processing Part | 8 Display Part |
| 4 Camera | 1 Fluorescent Observation Apparatus |
| 6 Optical Filter | 31 Laser |
| 22 Image Guide | |



【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内組織に励起光を導光する
ライトガイドと、
前記励起光により組織から発生
した複数の特定波長帯域に属す
る特定波長蛍光像を伝送するイ
メージガイドと、
前記イメージガイドにより伝送
された複数の特定波長蛍光像を
分離して撮像する撮像手段と、
前記イメージガイドの出射面と
前記撮像手段の入射面とを結ぶ
光路中に設けられ、前記複数の
特定波長帯域の少なくとも1つ
の帯域に属する波長に対して2
次元の透過率分布を有する光学
フィルタと、
を具備することを特徴とする蛍

[CLAIMS]

[CLAIM 1]

The light guide which performs the light-guide of the excitation light to intra-corporeal tissue, the image guide which transmits the specific wavelength fluorescence image belonging to the several specific wavelength band generated from the tissue by above-mentioned excitation light, image-pick-up means to separate and pick up the several specific wavelength fluorescence image transmitted by the above-mentioned image guide, the radiation surface of an above-mentioned image guide and the plane of incidence of above-mentioned image-pick-up means are provided in a bind optical path. The optical filter which has a two-dimensional transmittance distribution to the wavelength of these specific wavelength bands which belongs to one band at least, these are comprised.

光観察装置。

Fluorescent observation apparatus
characterised by the above-mentioned.

【発明の詳細な説明】

[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]

【0001】

[0001]

【産業上の利用分野】

[INDUSTRIAL APPLICATION]

本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射し、前記励起光によって生体組織から発生する蛍光像を観察する蛍光観察装置に関する。

This invention irradiates excitation light to the part for an observation of an organism tissue.

It relates to the fluorescent observation apparatus which observes the fluorescent image generated from an organism tissue by above-mentioned excitation light.

【0002】

[0002]

【従来技術】

[PRIOR ART]

近年、生体からの自家蛍光や生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出してその蛍光像から、生体組織の変性や癌などの疾患状態を診断する技術が知られている。

In recent years, a medicine is injected from the organism to a home fluorescence and the organism. The technology that detects it as fluorescence of that medicine as a two-dimensional image, and illness condition, such as the modification of an organism tissue and cancer, is diagnosed from that fluorescent image is known.

【0003】

[0003]

自家蛍光においては、生体組織に光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチン

In a home fluorescence, if a light is irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur. As the fluorescent material in the organism, for example, there are NADH

アミドアデニンヌクレオチド)、
FMH (フラビンモノヌクレオ
チド)、ピリジンヌクレオチド
などがある。最近では、このよ
うな蛍光を発生する生体内因物
質と疾患との相互関係が明確に
なってきた。

【0004】

また、生体内へ注入する薬物の
蛍光物質としては、HpD (ヘ
マトポルフィリン), Phot
ofrin, ALA (δ -am
ino levulinic
acid) が癌への集積性があり、
これら薬物を生体内に注入
し、それらの蛍光を観察するこ
とで、疾患部位の診断が可能と
なる。つまり、正常部と病変部
とでは前記自家蛍光及び薬物に
よる蛍光において、蛍光強度及
びそのスペクトルが変化する。
そこで、蛍光強度、スペクトル
を画像で検出し、分析すること
で正常部であるか否かを判別す
ることができる。

【0005】

上述のように蛍光観察を行うた
めに使用される内視鏡は、励起
光や光を生体内へ伝送し照射す
る導光用ファイバー、拡散レン
ズ及び生体内で発生した蛍光ま
たは反射光を生体外へ伝送して
2次元の蛍光画像を生成して観
察、診断を行うためのイメージ

(nicotinamide adenine nucleotide), FMH (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship of the causative substances in the living body and the illness which generate such a fluorescence becomes clear.

[0004]

Moreover, as fluorescent material of the medicine injected to in the living body, the integrated property to cancer has HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA ((delta)-amino levulinic acid). These medicine is injected in the living body. A diagnosis of an illness part can be performed by observing those fluorescence. In other words, in an above-mentioned home fluorescence and the fluorescence by the medicine, a fluorescence intensity and its spectrum vary in a normal part and a diseased part. Consequently, a fluorescence intensity and a spectrum are detected by the image. It can distinguish whether it is a normal part by analysing.

[0005]

The endoscope which is used in order to perform a fluorescent observation as mentioned above provides the image guide for transmitting the fibre for light-guides which transmits excitation light and a light to the living body, and irradiates it, a diffusion lens and the fluorescence which performed in-vivo generating, or reflected light to an external,

ガイド、対物レンズ、接眼レンズなどを備えて構成されている。

generating a two-dimensional fluorescent image, and performing an observation and a diagnosis, an objective lens, an eyepiece, etc., and is comprised.

【0006】

前記内視鏡を構成するこれら光学系では、波長による透過特性、波長による屈折率の違いから生じる光の強度及び歪曲収差などが異なる。このため、前記内視鏡で蛍光観察を行った場合、その観察領域における蛍光強度分布にムラが生じ、特に、検出波長間で蛍光強度分布に違いがあると、正常部であるか否かの判別が非常に難しくなる。

[0006]

In these optical system which comprises an above-mentioned endoscope, the intensity of light, the distortion aberration, etc. which are produced from the difference of the refractive index by the transmission characteristic by the wavelength and the wavelength differ from each other. For this reason, when a fluorescent observation is performed by the above-mentioned endoscope, a nonuniformity is produced in the fluorescence-intensity distribution in that observation area.

If a difference is in a fluorescence-intensity distribution between detection wavelengths especially, discrimination of whether it is a normal part will become difficult very.

【0007】

このため、本出願人は上述の問題に鑑みて特願平6-16879号に、励起光光源内に配光変更可能な可動レンズを組込んで体腔内に照射する励起光の配光を変更させるか、蛍光画像の処理段階で各領域毎に係数を掛けて画像補正を行うか、内視鏡内のイメージガイドのファイバーの外径を部分的に変更させて蛍光強度分布を補正することによって、より精度の高い診断を行うことのできる蛍光内視鏡装置

[0007]

For this reason, this applicant did the following to Japanese Patent Application No. 6-16879 in consideration of the above-mentioned problem. In an excitation-light light source, a light distribution builds in an alterable movable lens. The light distribution of the excitation light which irradiate to an intra-corporeal is made to change. Moreover, coefficient is applied for every area in the process level of a fluorescent image, and an image correction is performed. Moreover, the fluorescent endoscope apparatus which can perform an accurate diagnosis more is disclosed by making the outer

を開示している。

diameter of the fibre of the image guide in an endoscope change partially, and performing the correction of the fluorescence-intensity distribution.

【0008】

[0008]

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、励起光光源内に配光変更可能な可動レンズを組み込んで体腔内に照射する励起光の配光を変更させる方法ではその操作機構部の設計が難ずかかった。また、蛍光画像の処理段階で各領域毎に係数を掛けて画像補正を行う方法ではメモリ、電気回路などを増設しなければならないという問題がある。さらに、内視鏡内のイメージガイドのファイバーの外径を部分的に変更させてしまうと、このファイバーの外径を変更した内視鏡が蛍光観察専用の内視鏡になってしまうという問題があった。又、どの方法を用いたとしても装置が高価になることは避けられない問題であった。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、撮像手段に入射する蛍光像の検出波長間での蛍光強度の分布を同一にする補正を、安価且つ容易に行える

[PROBLEM ADDRESSED]

However, by the method of making the light distribution of the excitation light which build in a movable lens alterable to a light distribution in an excitation-light light source, and irradiate to an intra-corporeal changing, design of that operation-mechanism part was difficult.

Moreover, there is a problem that a memory, an electric circuit, etc. must be extended, by the method of applying coefficient for every area in the process level of a fluorescent image, and performing an image correction.

Furthermore, when the outer diameter of the fibre of the image guide in an endoscope was made to change partially, there was a problem that the endoscope which changed the outer diameter of this fibre will form the endoscope only for fluorescent observations.

Moreover, that apparatus becomes expensive even if it uses every method was a problem not avoided.

[0009]

This invention is formed in consideration of an above-mentioned situation.

It aims at offering the fluorescent observation apparatus which can perform the correction which equalises a distribution of the

蛍光観察装置を提供することを
目的とする。

fluorescence intensity between the detection
wavelengths of the fluorescent image which
performs incidence to image-pick-up means,
cheaply and easily.

【0010】

[0010]

【課題を解決するための手段】

本発明の蛍光観察装置は、体腔
内組織に励起光を導光するライ
トガイドと、前記励起光により
組織から発生した複数の特定波
長帯域に属する特定波長蛍光像
を伝送するイメージガイドと、
前記イメージガイドにより伝送
された蛍光像を複数の特定波長
蛍光像に分離して撮像する撮像
手段と、前記イメージガイドの
出射面と前記撮像手段の入射面
とを結ぶ光路中に設けられ、前
記複数の特定波長帯域の少なく
とも1つの帯域に属する波長に
対して2次元の透過率分布を有
する光学フィルタとを具備して
いる。

[SOLUTION OF THE INVENTION]

The fluorescent observation apparatus of this
invention is a light guide which performs the
light-guide of the excitation light to intra-
corporeal tissue. The image guide which
transmits the specific wavelength fluorescence
image belonging to the several specific
wavelength band generated from the tissue by
above-mentioned excitation light, Image-pick-
up means to separate and pick up the
fluorescent image transmitted by the above-
mentioned image guide in a several specific
wavelength fluorescence image, the radiation
surface of an above-mentioned image guide
and the plane of incidence of above-mentioned
image-pick-up means are provided in a bind
optical path. The optical filter which has a two-
dimensional transmittance distribution to the
wavelength of these specific wavelength bands
which belongs to one band at least is
comprised.

【0011】

[0011]

【作用】

この構成によれば、まず、ライ
トガイドを導光した励起光が体

[Effect]

According to this component, when the
excitation light which performed the light-guide

腔内組織に照射されることによってこの体腔内組織から蛍光が発生する。次に、この体腔内から発生した蛍光像はイメージガイドでとらえられてこのイメージガイドの出射面に伝送される。次いで、前記イメージガイドの出射面に伝送された蛍光像が複数の特定波長蛍光像に分離されて撮像手段の入射面に入射して撮像される。このとき、特定波長蛍光像の1つの帯域に属する波長に対して2次元の透過率分布を有する光学フィルタを通過させて蛍光強度の分布が同一になって精度の高い診断が行える。

【0012】

【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1ないし図3は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の構成を示す構成図、図2は光学フィルタの波長特性と吸収度分布を示す図、図3は光学フィルタの概略構成の1例を示す説明図である。

of the light guide are first irradiated by the intra-corporeal tissue, a fluorescence occurs from this intra-corporeal tissue.

Next, the fluorescent image generated from this intra-corporeal is caught by the image guide, and is transmitted to the radiation surface of this image guide.

Subsequently, a several specific wavelength fluorescence image separates, and the fluorescent image transmitted to the radiation surface of an above-mentioned image guide performs incidence to the plane of incidence of image-pick-up means, and is picked up.

At this time, the optical filter which has a two-dimensional transmittance distribution to the wavelength belonging to the one band of a specific wavelength fluorescence image is bypassed, and a distribution of a fluorescence intensity becomes the same and can perform an accurate diagnosis.

[0012]

[Example]

Hereafter, the example of this invention is explained with reference to a drawing.

Figs. 1 to 3 relate to the 1st example of this invention. Fig. 1 is a block diagram showing the component of fluorescent observation apparatus. Fig. 2 is the wavelength characteristic of an optical filter, and a diagram showing an absorbency distribution. Fig. 3 is an explanatory drawing showing 1 example of the schematic component of an optical filter.

【0013】

図1に示すように蛍光観察装置1は、体腔内に挿入し疾患部位など観察領域の蛍光像などの観察像を得るための内視鏡2と、励起光を発生するレーザ31を内蔵した励起光光源装置3と、体腔内に照射した励起光によって生体組織から発生する蛍光像を高感度に撮影して電気信号に変換するカメラ4と、このカメラ4と前記内視鏡2とを接続する光学フィルタ6を内設したカメラアダプター5と、前記カメラ4から出力された観察領域の画像の電気信号を信号処理して蛍光画像用の画像信号生成する蛍光画像処理部7と、この蛍光画像処理部7で生成された画像信号を表示する表示部8などにより構成されている。

【0014】

前記内視鏡2にはレーザ31からの励起光を内視鏡先端部に伝送するライトガイド21及び、このライトガイドから照射した励起光によって観察領域から発生した蛍光像を伝送するイメージガイド22などが内蔵されている。なお、前記ライトガイド21は内視鏡2の把持部を兼ね

[0013]

It is with the endoscope 2 for inserting the fluorescent observation apparatus 1 in an intracorporeal, and obtaining observation images, such as the fluorescent image of observation areas, such as an illness part, as shown in Fig. 1. The excitation-light light source device 3 which built in the laser 31 which generates excitation light, the camera 4 which takes a photograph of the fluorescent image generated from an organism tissue to a high sensitivity, and converts it into an electrical signal by the excitation light which irradiated intracorporeally, the camera adapter 5 which provided internally the optical filter 6 which connects this camera 4 and above-mentioned endoscope 2, the fluorescent image-processing part 7 which the signal processing of the electrical signal of the image of the observation area outputted from the above-mentioned camera 4 is performed, and performs image-signal generation for fluorescent images, It is comprised by the display part 8 which displays the image signal generated in this fluorescent image-processing part 7.

[0014]

The light guide 21 which transmits the excitation light from a laser 31 to an endoscope point, the image guide 22 which transmits the fluorescent image generated from the observation area by the excitation light which irradiated from this light guide are built in the above-mentioned endoscope 2. In addition, via the universal code 24 extended from the side part of the operating part 23 which serves as the holding part of an

る操作部 23 の側面部から延出するユニバーサルコード 24 を介して励起光光源装置 3 に接続されている。符号 25 は内視鏡 2 の接眼レンズであり、符号 26 は照明用レンズ、符号 27 は撮像光学系を示している。

endoscope 2, connect and the above-mentioned light guide 21 is in the excitation-light light source device 3.

A symbol 25 is the eyepiece of an endoscope 2. The symbol 26 shows the lens for illumination and the symbol 27 shows the image-pick-up optical system.

【0015】

前記カメラアダプター 5 には前記イメージガイド 22 を伝送されてカメラ 4 に入射する蛍光像の蛍光強度分布を補正する光学フィルター 6 が接眼レンズ 25 と結合レンズ 51 とを結ぶ光路上に着脱自在に配設されるようになっている。この光学フィルター 6 は、図 2 に示すように前記カメラ 4 内で分割される蛍光像の $\lambda 1$ の波長、 $\lambda 2$ の波長のうち、 $\lambda 1$ の波長を透過し、 $\lambda 2$ の波長の蛍光の一部を吸収するような透過帯域特性を有しており、図 3 に示すように吸光度の高い部分 6a と低い部分 6b とを同心円状に領域分けして構成されている。また、前記光学フィルター 6 は、カメラアダプター 5 の側面部に形成した開口 5a から、この開口 5a の内面に設けられている溝 5b にスライドさせて所定位置に挿抜自在に配設されるようになっている。

[0015]

The optical filter 6 which performs the correction of the fluorescence-intensity distribution of a fluorescent image which transmits the above-mentioned image guide 22 to the above-mentioned camera adapter 5, and performs incidence to a camera 4 arranges an eyepiece 25 and the joint lens 51 detachably on a bind optical path. This optical filter 6 performs the transmission of the wavelength of $\lambda 1$ among the wavelength of $\lambda 1$ of the fluorescent image divided within the above-mentioned camera 4 as shown in Fig. 2, and the wavelength of $\lambda 2$.

It has the transmission band characteristic which performs the absorptiometry of a part of fluorescent wavelength of $\lambda 2$.

As shown in Fig. 3, the area division of partial 6a with a high light absorbency and the low partial 6b is performed at a concentric circle, and it is comprised.

Moreover, the above-mentioned optical filter 6 is made to slide to groove 5b provided in the interior of aperture 5a to this aperture 5a formed on the side part of the camera adapter 5. A fixed position is arranged insertably.

【0016】

[0016]

前記カメラ 4 には、撮像光学系 27、イメージガイド 22、接眼レンズ 25、光学フィルター 6、接合レンズ 51 を介して観察領域の蛍光像が入射する。このカメラ 4 には入射した観察領域の蛍光像は、ダイクロイックミラー 41 及びミラー 42 によってそれぞれ λ_1 の波長の光と λ_2 の波長の光とを透過する透過特性を有する 2 つの光路に分割される。そして、2 つの光路に分割された光は、 λ_1 の波長の光を透過する透過特性を有する第 1 の透過フィルター 43 と、 λ_2 の波長の光を透過する透過特性を有する第 2 の透過フィルター 44 とを配設した第 1 のイメージインテンシファイア 45 及び第 2 のイメージインテンシファイア 46 に入射し、このイメージインテンシファイアで蛍光像の光増幅を行い、第 1 の CCD 47 及び第 2 の CCD 48 に結像した観察領域の画像を電気信号に変換して蛍光画像処理部 7 に伝送する。

【0017】

上述のように構成した蛍光観察装置の作用を説明する。まず、励起光光源装置 3 に内蔵されているレーザ 31 より、励起光 λ_0 を発生させ、この励起光 λ_0

The fluorescent image of an observation area performs incidence to the above-mentioned camera 4 via the image-pick-up optical system 27, the image guide 22, the eyepiece 25, the optical filter 6, and the doublet 51.

The fluorescent image of an incident observation area is divided by this camera 4 at 2 optical paths which have the transmission characteristic which respectively performs the transmission of the light of the wavelength of λ_1 , and the light of the wavelength of λ_2 by the dichroic mirror 41 and the mirror 42.

And, incidence of the light divided by 2 optical paths is performed to the 1st image intensifier 45 and the 2nd image intensifier 46 which arranged the 1st transmission filter 43 which has the transmission characteristic which performs the transmission of the light of the wavelength of λ_1 , and the 2nd transmission filter 44 which has the transmission characteristic which performs the transmission of the light of the wavelength of λ_2 .

Optical amplification of a fluorescent image is performed by this image intensifier.

The image of the observation area which project the imaged to 1st CCD 47 and 2nd CCD 48 is converted into an electrical signal, and it transmits to the fluorescent image-processing part 7.

[0017]

An effect of the fluorescent observation apparatus comprised as mentioned above is explained. First, excitation-light λ_0 is generated from the laser 31 built in the excitation-light light source device 3.

を内視鏡 2 のライトガイド 21 に導光させる。そして、このライトガイド 21 に導光された励起光 λ_0 を体腔内の観察領域に照射する。

【0018】

次に、観察領域に励起光 λ_0 が照射されることによって、観察領域からは蛍光が発生する。この観察領域から発生した蛍光は、内視鏡 2 の撮像光学系 27、イメージガイド 22、接眼レンズ 25 を通してカメラアダプター 5 に入射する。

【0019】

次いで、前記カメラアダプター 5 に入射した蛍光像が光学フィルター 6 を通過する。すなわち、前記蛍光像が λ_2 の波長の蛍光の一部を吸光するような透過帯域特性を有する光学フィルター 6 を通過することにより、 λ_2 の波長を含む波長 λ_F の波長領域で配光特性が変化し、 λ_1 の波長の光と同様の配光特性となる。

【0020】

そして、前記光学フィルター 6

The light-guide of this excitation-light λ_0 is performed to the light guide 21 of an endoscope 2.

And, excitation-light λ_0 by which the light-guide was performed to this light guide 21 is irradiated to the observation area of an intra-corporeal.

[0018]

Next, when excitation-light λ_0 is irradiated by the observation area, a fluorescence occurs from an observation area.

The fluorescence generated from this observation area passes through the image-pick-up optical system 27 of an endoscope 2, the image guide 22, and the eyepiece 25, and they perform incidence to the camera adapter 5.

[0019]

Subsequently, an incident fluorescence image bypasses the optical filter 6 to the above-mentioned camera adapter 5.

Namely, wavelength λ_F which includes the wavelength of λ_2 by bypassing the optical filter 6 which has the transmission band characteristic that an above-mentioned fluorescent image performs the absorptiometry of a part of fluorescent wavelength of λ_2 . A light-distribution characteristic varies in a wavelength area. It becomes the light of the wavelength of λ_1 , and a similar light-distribution characteristic.

[0020]

And, incidence of the fluorescent image from

を通過して配光特性の変化した蛍光像は、結合レンズ 51 を通ってカメラ 4 に入射する。このカメラ 4 に入射した蛍光像は、まず、ダイクロイクミラー 41 及びミラー 42 によって 2 つの光路に分割される。次に、2 つの光路に分割された蛍光像のうちダイクロイクミラー 41 を透過した一方の蛍光像が、第 1 の透過フィルター 43 を通過して第 1 のイメージインテンシファイア 45 に入射し、この第 1 のイメージインテンシファイア 45 で光増幅されて第 1 の CCD 47 に結像する。これに対して他方の蛍光像は、前記ダイクロイクミラー 41 とミラー 42 とに反射し、第 2 の透過フィルター 44 を通過して第 2 のイメージインテンシファイア 46 に入射し、この第 2 のイメージインテンシファイア 46 で光増幅されて第 2 の CCD 48 に結像する。

【0021】

これら第 1 の CCD 47、第 2 の CCD 48 に結像した観察領域の蛍光像は、電気信号に変換されて蛍光画像処理部 7 に出力される。この蛍光画像処理部 7 に入力された λ_1 の波長の蛍光像及び λ_2 の波長の蛍光像の電気信号は、蛍光画像処理部内で演算処理されて病変部であ

which the above-mentioned optical filter 6 was bypassed and the light-distribution characteristic varied is performed to a camera 4 through the joint lens 51.

An incident fluorescence image is first divided by this camera 4 by the dichroic mirror 41 and the mirror 42 at 2 optical paths.

Next, one fluorescent image which transmitted the dichroic mirror 41 among the fluorescent images divided by 2 optical paths bypasses the 1st transmission filter 43, and performs incidence to the 1st image intensifier 45.

Optical amplification is performed by this 1st image intensifier 45, and it project the images to 1st CCD 47.

On the other hand another fluorescent image is reflected in the above-mentioned dichroic mirror 41 and the above-mentioned mirror 42.

The 2nd transmission filter 44 is bypassed and incidence is performed to the 2nd image intensifier 46.

Optical amplification is performed by this 2nd image intensifier 46, and it project the images to 2nd CCD 48.

[0021]

The fluorescent image of the observation area which project the imaged to these 1st CCD 47 and 2nd CCD 48 is converted into an electrical signal, and is outputted to the fluorescent image-processing part 7.

The electrical signal of the fluorescent image of the wavelength of λ_1 input into this fluorescent image-processing part 7 and the fluorescent image of the wavelength of λ_2 is

る可否かを区別することのできる蛍光画像用の画像信号に生成され、表示部 8 に蛍光観察像が表示される。

【0022】

なお、前記光学フィルター 6 の配光分布は、内視鏡 2 の $\lambda 1$ の波長の光と $\lambda 2$ の波長の光との配光分布を予め測定して、 $\lambda 1$ の波長の光と $\lambda 2$ の波長の光との配光分布が同じになるように吸光度を決定したものであり、内視鏡の配光特性に対応した光学フィルターがカメラアダプター 5 に配設してある。また、光学フィルター 6 の吸光度の異なる領域の数は使用する内視鏡に合せて 2 つ以上形成するようにしてもよい。

【0023】

このように、蛍光観察装置の内視鏡の接眼レンズとカメラに設けるイメージインテンシファイアとの間に吸光度の高い部分と低い部分とを同心円状に領域分けして $\lambda 1$ の波長の光と $\lambda 2$ の波長の光との配光分布が同じになるように吸光度を決定した光学フィルターを配設したことにより、蛍光強度の分布を均一

generated by the image signal for fluorescent images which a calculation process is performed by fluorescent image-processing circles, and can differentiate whether it is a diseased part. A fluorescent observation image is displayed by the display part 8.

[0022]

In addition, a light-distribution distribution of the above-mentioned optical filter 6 measures beforehand a light-distribution distribution with the light of the wavelength of $\lambda 1$ of an endoscope 2, and the light of the wavelength of $\lambda 2$. A light-distribution distribution with the light of the wavelength of $\lambda 1$ and the light of the wavelength of $\lambda 2$ decides that a light absorbency will become equally.

The optical filter corresponding to the light-distribution characteristic of an endoscope is arranged to the camera adapter 5.

Moreover, it may be made to form the number of the areas in which the light absorbency of the optical filter 6 is different on 2 in all or more endoscopes being used.

[0023]

Thus, a distribution of a fluorescence intensity is made uniform by having arranged the optical filter which decided the light absorbency that the area division of the part with a high light absorbency and the low part is performed at a concentric circle, and a light-distribution distribution with the light of the wavelength of $\lambda 1$ and the light of the wavelength of $\lambda 2$ will become equally between the eyepiece of the endoscope of fluorescent observation

にして、検出する2つの $\lambda 1$ の波長、 $\lambda 2$ の波長の蛍光像の配光特性の異なる内視鏡における蛍光観察が可能となる。

apparatus, and the image intensifier provided in a camera. The fluorescent observation in the endoscope from which the light-distribution characteristic of the fluorescent image of the wavelength of $2 \lambda 1$ to detect and the wavelength of $\lambda 2$ is different can be performed.

【0024】

また、前記光学フィルターはカメラアダプターに対して容易に着脱することが自在な構成であるため、使用する内視鏡の配光特性に対応する光学フィルターに交換することによって、良好な蛍光観察を常に行うことが可能になる。

[0024]

Moreover, since it is a possible component to insert or remove easily to a camera adapter, an above-mentioned optical filter can always perform a favourable fluorescent observation by exchanging for the optical filter corresponding to the light-distribution characteristic of an endoscope of being used.

【0025】

なお、内視鏡による観察を行うと、長波長域側（赤色光領域）の配光が不均一になり易く、図2に示したように $\lambda 1$ と $\lambda 2$ とにおいて、短波長域側の $\lambda 1$ の波長帯域の配光特性に、長波長域側の配光特性を一致させることにより、現実の像に近い蛍光観察像を内視鏡で得ることができる。

[0025]

In addition, when performing the observation by the endoscope, the light distribution at the side of a long-wavelength region (red colour area) is simple to become non-uniformly.

As shown in Fig. 2, in $\lambda 1$ and $\lambda 2$, the fluorescent observation image near an actual image can be obtained by the endoscope by making the light-distribution characteristic at the side of a long-wavelength region congruous with the light-distribution characteristic of the wavelength band of $\lambda 1$ at the side of a short-wave length region.

【0026】

図4ないし図6は本発明の第2実施例に係り、図4は蛍光観察装置のカメラアダプターとカメ

[0026]

Figs. 4 to 6 relate to the 2nd example of this invention. Fig. 4 is an explanatory drawing showing the schematic component of the

ラとの接続部の概略構成を示す説明図、図5は図4の配光補正偏光フィルターの構成を示す説明図、図6はフィルター位置と吸光度との関係を示す説明図である。

connection of the camera adapter of fluorescent observation apparatus, and a camera. Fig. 5 is an explanatory drawing showing the component of the light-distribution correction polarising filter of Fig. 4. Fig. 6 is an explanatory drawing showing the relationship of a filter position and a light absorbency.

【0027】

図4に示すように本実施例においては第1実施例の光学フィルター6を配光補正偏光フィルター52すると共に、前記カメラ4のダイクロイクミラー41と第1のイメージインテンシファイア45との間に配設した透過フィルター43の代わりに回転偏光フィルター49を配設している。

[0027]

As shown in Fig. 4, while performing the optical filter 6 of the 1st example light-distribution correction polarising-filter 52 in this example, the rotary-polarisation filter 49 is arranged instead of the transmission filter 43 arranged between the dichroic mirror 41 of the above-mentioned camera 4, and the 1st image intensifier 45.

【0028】

前記配光補正偏光フィルター52は、図5に示すように同心円状に4つの領域に分割されており、中心から3つの領域が偏光フィルターになって λ_1 の波長と λ_2 の波長を含む蛍光を直線偏光にして透過する偏光子であり、偏光角は任意の位置を基準にして中心部より θ_1 、 θ_2 、 θ_3 の角度でそれぞれ取り付けられている。

[0028]

The above-mentioned light-distribution correction polarising filter 52 is divided by the concentric circle to the four area, as shown in Fig. 5. It is the polariser which performs and performs the transmission of the fluorescence which a three area becomes a polarising filter from a centre, and includes the wavelength of λ_1 , and the wavelength of λ_2 to the linear polarisation. The polarisation angle is respectively attached at θ_1 , θ_2 , and θ_3 angle from the central part on the basis of arbitrary positions.

【0029】

一方、前記回転偏光フィルター

[0029]

On the one side, the above-mentioned rotary-

49は、 $\lambda 2$ の波長の帯域だけを透過する特性を有する領域分割されていない1枚の偏光フィルターであり、カメラ内には前記回転偏光フィルター49を回転駆動させるモータ49aと回転偏光フィルター49の回転角を制御する回転角制御部49bとが設けられている。したがって、前記回転偏光フィルター49をモータ49aで回転させることによって固定されている配光補正偏光フィルター52に対する偏光角が変化して領域毎の透過量が変わるようになっている。その他の構成は前記第1実施例と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0030】

上述のように蛍光観察装置のカメラアダプター5とカメラ4とを構成することにより、内視鏡2の接眼レンズ25を通過した蛍光像は直線偏光されてカメラ3に入射する。このカメラ3に入射した蛍光像は、ダイクロイクミラー41とミラー42とにより2つの光路に分割される。

【0031】

そして、2つの光路に分割された蛍光像のうちダイクロイクミラー41を透過して回転偏光フ

polarisation filter 49 is a deflection optical filter of 1 sheet which has the characteristic which performs the transmission only of the band of the wavelength of $\lambda 2$ and by which the area division is not performed.

In the camera, motor 49a which performs the rotation drive of the above-mentioned rotary-polarisation filter 49, and angle-of-rotation control part 49b which controls the angle of rotation of the rotary-polarisation filter 49 are provided. Therefore, the polarisation angle to the light-distribution correction deflection optical filter 52 currently fixed by making the above-mentioned rotary-polarisation filter 49 rotate by motor 49a varies, and the amount of transmissions for every area changes.

Other components are the same as that of the 1st above-mentioned example.

The said symbol is given to a said-division material, and explanation is abridged.

[0030]

By comprising the camera adapter 5 and the camera 4 of fluorescent observation apparatus as mentioned above, the linear polarisation of the fluorescent image which bypassed the eyepiece 25 of an endoscope 2 is performed, and it performs incidence to a camera 3.

An incident fluorescence image is divided by this camera 3 by a dichroic mirror 41 and the dichroic mirror 42 at 2 optical paths.

[0031]

And, while the fluorescent image which performed the transmission of the dichroic mirror 41 among the fluorescent images divided

ィルター４９を通過した蛍光像はλ ２の波長帯域をもつと共に、前記配光補正偏光フィルター５２と回転偏光フィルター４９との偏光角の違いにより光の強度が減少する。図６に減少量を吸光度量として示す。配光補正偏光フィルター５２の領域毎の波長の光の配光特性が変化して、透過フィルター４４の配光特性に一致するようになって第１のイメージインテンシファイア４５に入射する。この第１のイメージインテンシファイア４５で光増幅が行なわれて第１のＣＣＤ４７に結像する。

【００３２】

これに対して他方の蛍光像は、前記ダイクロイクミラー４１とミラー４２とに反射し、第２の透過フィルター４４を通過して第２のイメージインテンシファイア４６に入射し、この第２のイメージインテンシファイア４６で光増幅が行なわれて第２のＣＣＤ４８に結像する。そして、前記第１のＣＣＤ４７及び第１のＣＣＤ４８に結像した蛍光像の電気信号を蛍光画像処理部７に出力し、この蛍光画像処理部７で演算処理して表示部８に病変部であるか否かを区別するこ

by 2 optical paths, and bypassed the rotary-polarisation filter 49 has the wavelength band of λ 2, an intensity of light reduces it by the difference of the polarisation angle of the above-mentioned light-distribution correction polarising filter 52 and the rotary-polarisation filter 49.

A decrease is shown in Fig. 6 as an amount of light absorbencies.

The light-distribution characteristic of the light of the wavelength for every area of the light-distribution correction polarising filter 52 varies.

It comes to be congruous with the light-distribution characteristic of the transmission filter 44, and incidence is performed to the 1st image intensifier 45.

Optical amplification is done by this 1st image intensifier 45, and it project the images to 1st CCD 47.

[0032]

On the other hand another fluorescent image is reflected in an above-mentioned dichroic mirror 41 and the above-mentioned dichroic mirror 42. The 2nd transmission filter 44 is bypassed and incidence is performed to the 2nd image intensifier 46.

Optical amplification is done by this 2nd image intensifier 46, and it project the images to 2nd CCD 48.

And, the electrical signal of the fluorescent image which project the imaged to first CCD 47 and 1st first CCD 48 is outputted to the fluorescent image-processing part 7.

The fluorescent observation image which can perform a calculation process in this fluorescent

とのできる蛍光観察像を表示する。

【0033】

なお、図6の実線と点線で示すように、回転偏光フィルター49を回転させることによって吸光度量に変化する。このため、回転角制御部49bにより、回転偏光フィルター49の配光補正偏光フィルター52に対する偏光角を調整することにより、配光特性の異なる数種の内視鏡においても $\lambda 1$ の波長、 $\lambda 2$ の波長の配光分布を同一にすることができる。

【0034】

このように、複数の領域を有する配光補正偏光フィルターと回転偏光フィルターとを配設し、回転偏光フィルターの配光補正偏光フィルターに対する偏光角を適宜調整することによって、フィルターを変換することなく、使用する内視鏡に対応させた最適な配光分布を得ることができる。その他の効果は上記実施例と同様である。

【0035】

ところで、蛍光観察終了後、レーザを出射した状態で内視鏡を患者より引き抜くことがある。

image-processing part 7, and can differentiate whether it is a diseased part among the display part 8 is displayed.

[0033]

In addition, as the continuous line and the dotted line of Fig. 6 show, the amount of light absorbencies varies by making the rotary-polarisation filter 49 rotate.

For this reason, also in the endoscope of several sorts from which a light-distribution characteristic is different, a light-distribution distribution of the wavelength of $\lambda 1$ and the wavelength of $\lambda 2$ can be equalised by adjusting the polarisation angle to the light-distribution correction polarising filter 52 of the rotary-polarisation filter 49 by angle-of-rotation control part 49b.

[0034]

Thus, the light-distribution correction polarising filter which has a several area, and a rotary-polarisation filter are arranged.

A filter is not converted by adjusting suitably the polarisation angle to the light-distribution correction polarising filter of a rotary-polarisation filter. The optimum light-distribution distribution to which made the endoscope being used correspond can be obtained.

Other effects are the same as an above-mentioned example.

[0035]

Incidentally, an endoscope may be extracted from a patient in the condition of having radiated the laser after the fluorescent

このとき、医師あるいは看護婦などが患者の目の保護を忘れていと、レーザ光が患者の目に直接入射するおそれがある。このため、万一、レーザを出射した状態で内視鏡を患者から引き抜いてしまった場合でも安全な蛍光観察装置が望まれていた。

observation completion.

When the doctor or the nurse has neglected protection of a patient's eyes at this time, there is a possibility that a laser light may perform incidence to a patient's eyes directly. For this reason, even when the endoscope should have been extracted from the patient in the condition of having radiated the laser, the safe fluorescent observation apparatus was desired.

【0036】

図7に示すように本実施例の蛍光観察装置1Aの内視鏡2Aには内視鏡挿入部先端部近傍に光の変化を感知する感知手段としてフォトダイオードセンサー28が配設してある。一方、励起光を発生するレーザ31を内蔵した励起光源装置3には励起光を発生するレーザ31とこの励起光を導光する内視鏡2Aのライトガイド21とを結ぶ光軸中に励起光を遮断する位置と励起光を透過する位置とに移動可能なシャッター32と、フォトダイオードセンサー28からの信号を受信して前記シャッター32を所定の位置に移動制御するシャッター制御部33とが設けられている。その他の構成及び観察領域からの蛍光像を検出して撮像する構成は前記第1実施例と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

[0036]

As shown in Fig. 7, it considers as sensing means to notice change of a light near the endoscope insertion-part point to endoscope 2A of fluorescent observation apparatus 1A of this example, and the photodiode sensor 28 is arranged. The laser 31 which generates excitation light in the excitation-light light source device 3 which, on the one side, built in the laser 31 which generates excitation light, It is the bind the light guide 21 of endoscope 2A which performs the light-guide of these excitation light. The shutter 32 movable to the position which isolates excitation light in an optical axis, and the position which performs the transmission of the excitation light, the shutter control part 33 which receives the signal from the photodiode sensor 28 and performs the movement control of the above-mentioned shutter 32 to a position is provided. The component which detects and picks up the fluorescent image from other components and observation areas is the same as that of the 1st above-mentioned example. The said symbol is given to a said-division material, and explanation is abridged.

【0037】

上述のように構成した蛍光観察装置 1A の作用を説明する。まず、内視鏡 2A を患者の口より体腔内へ挿入するときを説明する。

[0037]

An effect of fluorescent observation apparatus 1A comprised as mentioned above is explained. First, the time of inserting endoscope 2A in an intra-corporeal from a patient's mouth is explained.

【0038】

内視鏡 2A の挿入部先端を患者の口の中に入れると内視鏡 2A の挿入部先端が口腔内に位置することにより手術室内の明るさよりも暗くなる。すると、挿入部先端部近傍に配設されているフォトダイオードセンサー 28 が、周囲の明るさの変化を感知して、感知信号をシャッター制御部 33 に出力する。前記フォトダイオードセンサー 28 から感知信号を受けたシャッター制御部 33 では、瞬時にシャッター 32 をレーザ光がライトガイドへ導ちびかれる位置に移動させて、いつでも内視鏡 2A の先端よりレーザ光が照射される状態にする。

[0038]

If the insertion-part end of endoscope 2A is put in a patient's mouth, when the insertion-part end of endoscope 2A positions in a mouth, it will become darker than the brightness of the surgery interior of a room. Then, the photodiode sensor 28 currently arranged near the insertion-part point detects change of a surrounding brightness. The sensing signal is outputted to the shutter control part 33.

A laser light makes the position to which it is guided to a light guide move a shutter 32 instantly in the shutter control part 33 which received the sensing signal from the above-mentioned photodiode sensor 28.

It makes the condition that a laser light is always irradiated from the end of endoscope 2A.

【0039】

一方、内視鏡 2A を患者の体腔内より引き抜く際、内視鏡の挿入部先端近傍が患者の口元近傍に位置するとフォトダイオードセンサー 28 が明るくなり、周囲が明るくなったことを感知して感知信号をシャッター制御部

[0039]

If it positions near the insertion-part end of an endoscope near a patient's mouth element on the one side when extracting endoscope 2A from a patient's intra-corporeal, the photodiode sensor 28 will become bright.

A perimeter detects having become bright and outputs the sensing signal to the shutter

33に出力する。前記フォトダイオードセンサー28から感知信号を受けたシャッター制御部33では、瞬時にシャッター32をレーザ光がライトガイドへ導光することを遮断する位置へ移動させて、内視鏡2Aの先端からレーザ光が照射されない状態にする。。

【0040】

このように、本実施例によれば内視鏡挿入部先端が患者より引き抜かれる前に、フォトダイオードセンサーが周囲の明るさの変化を感知して、励起光光源装置に設けてあるシャッターをレーザ光がライトガイドへ導光することを遮断する位置に移動させて、レーザ光の内視鏡先端からの照射を停止するため、患者にレーザ光を被曝させることがなくなり安全性が向上する。

【0041】

なお、内視鏡の挿入部先端近傍に配設する感知手段としては周囲の明るさの変化を感知するセンサーに限定されるものではなく、周囲の温度の変化を感知するセンサーでシャッターの位置を制御するようにしてもよい。

【0042】

また、フォトダイオードセンサ

control part 33.

It is made to move to the position which isolates that a laser light performs the light-guide of the shutter 32 to a light guide instantly, in the shutter control part 33 which received the sensing signal from the above-mentioned photodiode sensor 28.

It makes the condition that a laser light is not irradiated from the end of endoscope 2A.

[0040]

Thus, before extracting an endoscope insertion-part end from a patient according to this example, a photodiode sensor detects change of a surrounding brightness.

The position which isolates that a laser light performs the light-guide of the shutter provided in the excitation-light light source device to a light guide is made to move. In order to stop the irradiation from the endoscope end of a laser light, contaminating a laser light is eliminated to a patient and safety improves.

[0041]

In addition, it is not limited to the sensor which detects change of a surrounding brightness as sensing means to arrange near the insertion-part end of an endoscope, and it may be made to control the position of a shutter by the sensor which detects change of surrounding temperature.

[0042]

Moreover, instead of sensing means to arrange

一 28 を内視鏡先端部近傍に配設して周囲の光量の変化を感知する感知手段の代わりに、図 8 に示すように前記フォトダイオードセンサー 28 をマウスピース 9 の内側に配置させるリング状ハウジング 91 の内側に取り付けると共に、このリング状ハウジング 91 の内側で前記フォトダイオードセンサー 28 に対向する位置に、このフォトダイオードセンサー 28 へ光信号を送る発光ダイオード 29 を設けている。その他の構成は上述の図 7 に示す内視鏡装置と同様の構成であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0043】

上述のようにリング状ハウジング 91 の内側に、フォトダイオードセンサー 28 と光信号を送る発光ダイオード 29 とを対設させて設けることにより、内視鏡 2 がマウスピース 9 に挿入された際、前記内視鏡 2 がリング状ハウジング 91 の内側を通過することにより、発光ダイオード 29 からフォトダイオードセンサー 28 への光が遮断される。すると、フォトダイオードセンサー 28 から光が遮断されたことを知らせる感知信号をシャッター制御部 33 に出力してシャッター 32 の位置をレーザ光がライトガイドへ導光される

the photodiode sensor 28 near the endoscope point, and to notice change of a surrounding quantity of light, the light emitting diode 29 which sends a light signal to this photodiode sensor 28 is provided in the position opposing to the above-mentioned photodiode sensor 28 by the inner side of this ring-like housing 91, while attaching the above-mentioned photodiode sensor 28 inside the ring-like housing 91 made to arrange inside the mouse piece 9, as shown in Fig. 8.

Other components are the same components as the endoscope apparatus shown in the above-mentioned diagram 7.

The said symbol is given to a said-division material, and explanation is abridged.

[0043]

The light to the photodiode sensor 28 is isolated from a light emitting diode 29, when the above-mentioned endoscope 2 bypasses the inner side of the ring-like housing 91, when an endoscope 2 is inserted in the mouse piece 9 by making the photodiode sensor 28 and the light emitting diode 29 which sends a light signal face inside the ring-like housing 91, and providing in it as mentioned above.

Then, the sensing signal which informs that the light was isolated from the photodiode sensor 28 is outputted to the shutter control part 33, and the position of a shutter 32 is moved to the position to which the light-guide of the laser light is performed to a light guide.

Moreover, when extracting an endoscope 2 and the above-mentioned endoscope 2

位置に移動する。また、内視鏡 2 を引き抜く際は、前記内視鏡 2 がリング状ハウジング 91 の内側を通過したとき発光ダイオード 29 からの光がフォトダイオードセンサー 28 に入射する。すると、フォトダイオードセンサー 28 では光が入射されたことを知らせる感知信号をシャッター制御部 33 に出力してシャッター 32 の位置をレーザー光がライトガイドへ導光されるのを遮断する位置に移動させてレーザー光の内視鏡先端からの照射を停止させる。

【0044】

このように、マウスピースに感知手段を設けることにより、内視鏡挿入部先端が患者の口より引き抜かれる前に、フォトダイオードセンサーに発光ダイオードからの光が入射してレーザー光の照射を停止するため、患者にレーザー光を被曝させることなく安全性が向上する。また、感知手段を備えていない内視鏡を使用しての蛍光観察が可能となるので安価に安全性の向上を図ることができる。

【0045】

ところで、蛍光観察に用いる高感度カメラは、入射する光量に対応させて感度を調整するものであり、蛍光を撮像するイメー

bypasses the inner side of the ring-like housing 91, the light from a light emitting diode 29 performs incidence to the photodiode sensor 28.

Then, the position which isolates that output the sensing signal which informs that incidence of the light was performed to the shutter control part 33, and the light-guide of the laser light is performed in the position of a shutter 32 to a light guide is made to move, and the irradiation from the endoscope end of a laser light is made to stop by the photodiode sensor 28.

[0044]

Thus, before extracting an endoscope insertion-part end from a patient's mouth by providing sensing means in mouse piece, in order for the light from a light emitting diode to perform incidence to a photodiode sensor and to stop irradiation of a laser light, safety improves, without contaminating a laser light to a patient.

Moreover, because a fluorescent observation which is used the endoscope which does not provide sensing means can be performed, the improvement in safety can cheaply be achieved.

[0045]

Incidentally, the quantity of light which performs incidence is made to correspond to the high sensitive camera used for a fluorescent observation, and it adjusts a sensitivity.

ジインテンシファイアに大光量が入射するとイメージインテンシファイアが破壊されるおそれがある。このため、イメージインテンシファイアを大光量から保護する必要があった。

When a large quantity of light performs incidence to the image intensifier which picks up a fluorescence, there is a possibility that an image intensifier may be destroyed.

For this reason, the image intensifier needed to be protected from the large quantity of light.

【0046】

そこで、図9に示すように本実施例の蛍光観察装置1Bには内視鏡2のライトガイド21が励起光光源装置3に接続されたことを感知する感知部35と、蛍光像を観察するイメージ・インテンシファイア45、46の感度を調節する感度調節部10とが設けられている。その他の構成は前記第1実施例と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

[0046]

Consequently, as shown in Fig. 9, the sensing part 35 which detects that the light guide 21 of an endoscope 2 was connected to the excitation-light light source device 3, and the sensitivity controlling element 10 which adjusts the sensitivity of the image intensifiers 45 and 46 which observe a fluorescent image are provided in fluorescent observation apparatus 1B of this example. Other components are the same as that of the 1st above-mentioned example. The said symbol is given to a said-division material, and explanation is abridged.

【0047】

このことにより、内視鏡2のライトガイド21が励起光光源装置3に接続されると、感知部35からは励起光光源装置3にライトガイド21が接続されたことを知らせる感知信号が感度調節部10に出力される。この感知信号を受けた感度調節部10は、イメージ・インテンシファイア45、46の感度を昇降可能な状態にして感度を所定の値に上げて蛍光観察可能な状態にする。

[0047]

If the light guide 21 of an endoscope 2 is connected to the excitation-light light source device 3 by this, from the sensing part 35, the sensing signal which informs that the light guide 21 was connected to the excitation-light light source device 3 will be outputted to the sensitivity controlling element 10 by it. The sensitivity controlling element 10 which received this sensing signal changes the sensitivity of the image intensifiers 45 and 46 into the condition which can elevate, and it raises a sensitivity to predetermined value and changes it into fluorescent observable condition.

【0048】

一方、内視鏡2のライトガイド21が励起光光源装置3から取り外されると、感知部35では励起光光源装置3からライトガイド21が外されたことを知らせる感知信号を感度調節部10に出力する。この感知信号を受けた感度調節部10では、イメージ・インテンシファイア45、46の感度を下げて、感度を上げることができない状態にする。

【0049】

このように、本実施例によれば、励起光光源装置に内視鏡が接続されていないければ、イメージ・インテンシファイアの感度が下がった状態であると共に、感度を上げることができないようになっているため、たとえライトガイドからの大光量が入射した場合でもイメージ・インテンシファイアが破壊されることがない。

【0050】

ところで、画像のフリーズやゲイン調整用のスイッチなどを有するハンドスイッチを配設した蛍光観察装置では、前記ハンドスイッチが操作部の接眼部に対して周方向に設けられていたため、ハンドスイッチ内部のリード線にストレスがかかって断線

[0048]

On the one side, if the light guide 21 of an endoscope 2 is removed from the excitation-light light source device 3, in the sensing part 35, the sensing signal which informs that the light guide 21 was removed from the excitation-light light source device 3 will be outputted to the sensitivity controlling element 10.

The sensitivity of the image intensifiers 45 and 46 is lowered in the sensitivity controlling element 10 which received this sensing signal.

It makes the condition that a sensitivity cannot be raised.

[0049]

Thus, since a sensitivity can be raised no longer while it is in the condition in which the sensitivity of an image intensifier fell according to this example, if the endoscope is not connected to the excitation-light light source device, an image intensifier is not destroyed the large quantity of light from a light guide by the incident case, either.

[0050]

Incidentally, in the fluorescent observation apparatus which arranged the hand switch which has the frieze of an image, a switch for gain adjustments, etc., since the above-mentioned hand switch was provided in the peripheral direction to the eye-piece part of an operating part, the stress might start and perform the disconnection to the lead wire

してしまうことがあった。このため、断線のないハンドスイッチが望まれていた。

inside a hand switch. For this reason, the hand switch without a disconnection was desired.

【0051】

図10及び図11に示すように、蛍光観察を行う画像制御用のハンドスイッチ100は、スイッチ本体101とこのスイッチ本体101を内視鏡2の操作部23の平面部23aに固定するマジックテープなどの結束バンド102とから構成されている。このように構成されたハンドスイッチ100は、内視鏡2の平面部23に対して、直線的に形成したスイッチ本体101を結束バンド102で保持固定される。なお、前記ハンドスイッチ100からの信号は、カメラ4を介して蛍光画像処理部7に伝達される。

[0051]

As shown in Fig. 10 and 11, the hand switch 100 for an image control which performs a fluorescent observation consists of bundling bands 102, such as the magic tape which fixes the switch main body 101 and this switch main body 101 to flat-surface part 23a of the operating part 23 of an endoscope 2.

Thus maintenance fixation of the comprised hand switch 100 is performed in the bundling band 102 in the switch main body 101 formed linearly to the flat-surface part 23 of an endoscope 2.

In addition, the signal from the above-mentioned hand switch 100 is transmitted to the fluorescent image-processing part 7 via a camera 4.

【0052】

このように、蛍光観察装置用のハンドスイッチを内視鏡の操作部平面部に直線的に取り付けることにより、周方向に曲線的に配置するのに比較してハンドスイッチにかかるストレスが大幅に減少してハンドスイッチの断線を防止することができる。

[0052]

Thus, by attaching in the operating-part flat-surface part of an endoscope linearly the hand switch for fluorescent observation apparatus, compared with arranging on a peripheral direction in curve, such a stress can reduce greatly to a hand switch, and can prevent the disconnection of a hand switch to it.

【0053】

また、図12に示すように前記蛍光観察装置用のハンドスイッ

[0053]

Moreover, even if it comprises so that the hand switch 100 formed linearly may be maintained

チの変形例として、直線的に形成したハンドスイッチ 100 をカメラ 4 の平面部 41 にマジックテープ 42 を介して保持するように構成しても同様の作用及び効果を得ることができる。

via a magic tape 42 among the flat-surface part 41 of a camera 4 as a modification of the hand switch for above-mentioned fluorescent observation apparatus as shown in Fig. 12, a similar effect and a similar effect can be obtained.

【0054】

[0054]

【付記】

1. 体腔内組織に励起光を導光するライトガイドと、前記励起光により組織から発生した複数の特定波長帯域に属する特定波長蛍光像を伝送するイメージガイドと、前記イメージガイドにより伝送された複数の特定波長蛍光像を分離して撮像する撮像手段と、前記イメージガイドの出射面と前記撮像手段の入射面とを結ぶ光路中に設けられ、前記複数の特定波長帯域の少なくとも 1 つの帯域に属する波長に対して 2 次元の透過率分布を有する光学フィルタとを具備する蛍光観察装置。

[Additional remark]

1. The light guide which performs the light-guide of the excitation light to intra-corporeal tissue, the image guide which transmit the specific wavelength fluorescence image belonging to the several specific wavelength band which generated from a tissue by above-mentioned excitation light, image-pick-up means to separate and pick up the several specific wavelength fluorescence image transmitted by the above-mentioned image guide, and the radiation surface of an above-mentioned image guide and the plane of incidence of above-mentioned image-pick-up means are provided in a bind optical path.

The fluorescent observation apparatus which comprises the optical filter which has a two-dimensional transmittance distribution to the wavelength of these specific wavelength bands which belongs to one band at least.

【0055】

2. 前記光学フィルタは同心円状に光の吸収分布の変化領域を複数有する付記 1 記載の蛍光観察装置。

[0055]

2. An above-mentioned optical filter is the fluorescent observation apparatus of the additional-remark 1 description which has plurally the change area of an absorption

distribution of a light in a concentric circle.

【0056】

3. 前記光学フィルターは赤の領域に光の吸収分布を持つ付記1記載の蛍光観察装置。

[0056]

3. An above-mentioned optical filter is the fluorescent observation apparatus of the additional-remark 1 description which has an absorption distribution of a light in a red area.

【0057】

4. 前記光学フィルターはカメラアダプターに着脱自在である付記1記載の蛍光観察装置。

[0057]

4. An above-mentioned optical filter is the fluorescent observation apparatus of additional-remark 1 description detachable to the camera adapter.

【0058】

5. 前記フィルターは光の吸収量を変化させる手段を持つ付記1記載の蛍光観察装置。

[0058]

5. An above-mentioned filter is the fluorescent observation apparatus of the additional-remark 1 description with means to vary the absorbed quantity of a light.

【0059】

6. 前記光の吸収量を変化させる手段は、少なくとも2枚以上の偏光フィルターよりなる前記付記6記載の蛍光観察装置。

[0059]

6. Means to vary the absorbed quantity of an above-mentioned light is the fluorescent observation apparatus of the additional-remark 6 above-mentioned description which consists of the polarising filter of at least 2 or more sheets.

【0060】

7. 前記撮像手段は1対のイメージインテンシファイアとCCDとで構成されるカメラである付記1記載の蛍光観察装置。

[0060]

7. Above-mentioned image-pick-up means is the fluorescent observation apparatus of the additional-remark 1 description which is the camera which consists of 1 pair of image intensifiers and CCD.

【0061】

[0061]

8. 前記カメラアダプターとカメラとは分離可能である付記1記載の蛍光観察装置。

8. An above-mentioned camera adapter and an above-mentioned camera are the fluorescent observation apparatus of additional-remark 1 separable description.

【0062】

[0062]

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、撮像手段に入射する蛍光像の検出波長間での蛍光強度の分布を同一にする補正を、安価且つ容易に行える蛍光観察装置を提供することができる。

[EFFECT OF THE INVENTION]

As explained above, according to this invention, the fluorescent observation apparatus which can perform the correction which equalises a distribution of the fluorescence intensity between the detection wavelengths of the fluorescent image which performs incidence to image-pick-up means, cheaply and easily can be offered.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図1】

図1ないし図3は本発明の第1実施例に係り、図1は蛍光観察装置の構成を示す構成図

[FIGURE 1]

Figs. 1 to 3 relate to the 1st example of this invention. Fig. 1 is a block diagram showing the component of fluorescent observation apparatus.

【図2】

光学フィルターの波長特性と吸収度分布を示す図

[FIGURE 2]

The wavelength characteristic of an optical filter, and the diagram showing an absorbency distribution

【図3】

光学フィルターの概略構成の1例を示す説明図

[FIGURE 3]

Explanatory drawing showing 1 example of the schematic component of an optical filter

【図4】

図4ないし図6は本発明の第2

[FIGURE 4]

Figs. 4 to 6 relate to the 2nd example of this

実施例に係り、図 4 は蛍光観察装置のカメラアダプターとカメラとの接続部の概略構成を示す説明図

invention. Fig. 4 is an explanatory drawing which shows the schematic component of the connection of the camera adapter of fluorescent observation apparatus and a camera

【図 5】

図 4 の配光補正偏光フィルター
の構成を示す説明図

[FIGURE 5]

Explanatory drawing showing the component of the light-distribution correction polarising filter of Fig. 4

【図 6】

フィルター位置と吸光度との関
係を示す説明図

[FIGURE 6]

Explanatory drawing showing the relationship of a filter position and a light absorbency

【図 7】

蛍光観察装置の内視鏡と励起光
光源装置との間のシャッター制
御を示す説明図

[FIGURE 7]

Explanatory drawing showing the shutter control between the endoscope of fluorescent observation apparatus, and an excitation-light light source device

【図 8】

シャッター制御の別の構成を示
す図

[FIGURE 8]

The diagram showing another component of a shutter control

【図 9】

イメージインテンシファイアの
保護手段を設けた蛍光観察装置
を示す図

[FIGURE 9]

The diagram showing the fluorescent observation apparatus which provided protection means of an image intensifier

【図 10】

図 10 及び図 11 は蛍光観察装
置用のハンドスイッチに関し、
蛍光観察装置とハンドスイッチ
の固定方法とを示す図

[FIGURE 10]

Fig. 10 and 11 relate to a hand switch for fluorescent observation apparatus. The diagram showing fluorescent observation apparatus and the fixing method of a hand switch

【図 11】

ハンドスイッチの概略構成を示す説明図

[FIGURE 11]

Explanatory drawing showing the schematic component of a hand switch

【図 12】

ハンドスイッチの別の固定方法を示す説明図

[FIGURE 12]

Explanatory drawing showing another fixing method of a hand switch

【符号の説明】

1…蛍光観察装置
4…カメラ
6…光学フィルター
22…イメージガイド

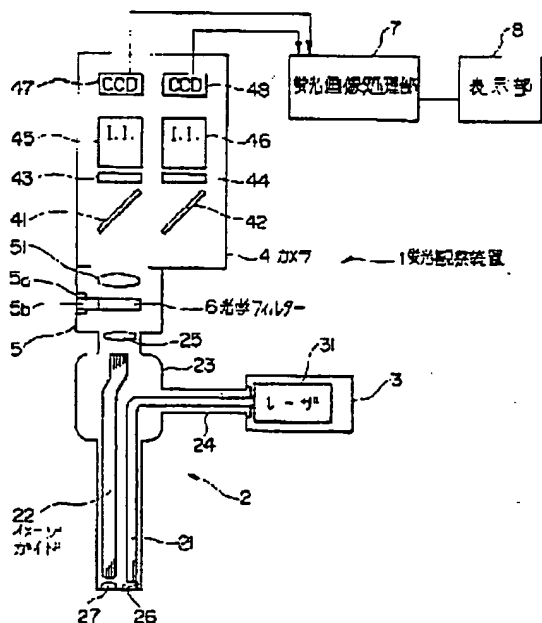
[EXPLANATION OF DRAWING]

1... Fluorescent Observation Apparatus
4... Camera
6... Optical Filter
22... Image Guide

【図 1】

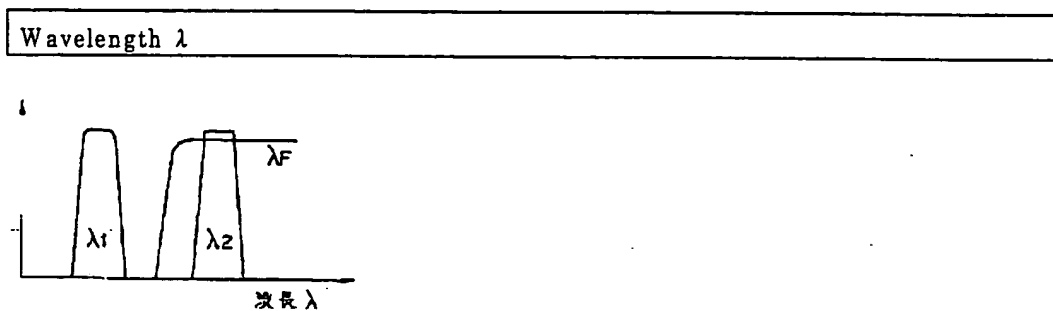
[FIGURE 1]

| | |
|-------------------------------------|-------------------------------------|
| 7 Fluorescent Image Processing Part | 8 Display Part |
| 4 Camera | 1 Fluorescent Observation Apparatus |
| 6 Optical Filter | 31 Laser |
| 22 Image Guide | |



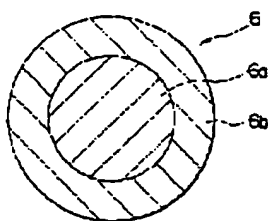
【図 2】

[FIGURE 2]



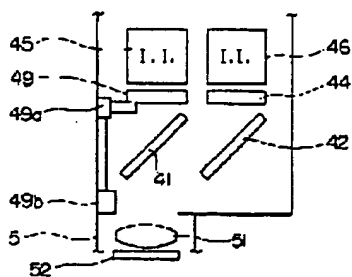
【図 3】

[FIGURE 3]



【図 4】

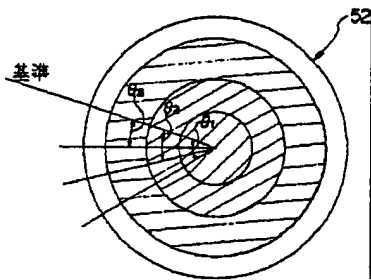
[FIGURE 4]



【図 5】

[FIGURE 5]

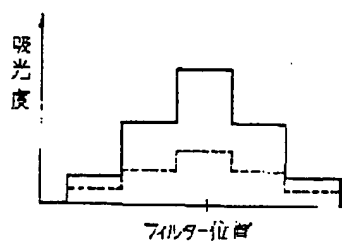
Standard



【図 6】

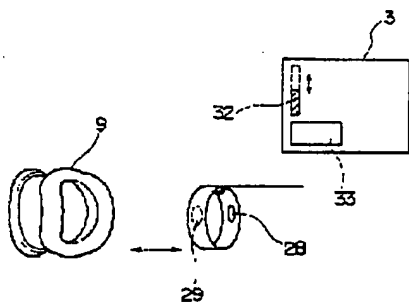
[FIGURE 6]

| |
|-----------------------|
| Light Absorption Rate |
| Filter Position |



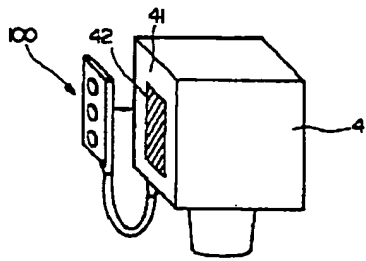
【図 8】

[FIGURE 8]



【図 12】

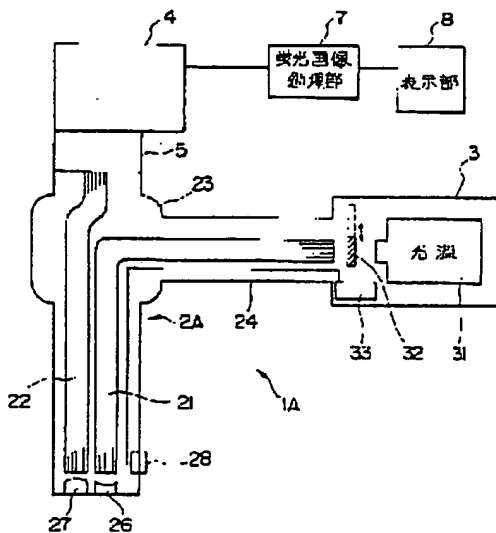
[FIGURE 12]



【図 7】

[FIGURE 7]

| | |
|---|-----------------------------------|
| 7 | Fluorescent Image Processing Part |
| 8 | Display Part |
| 3 | Light Source |

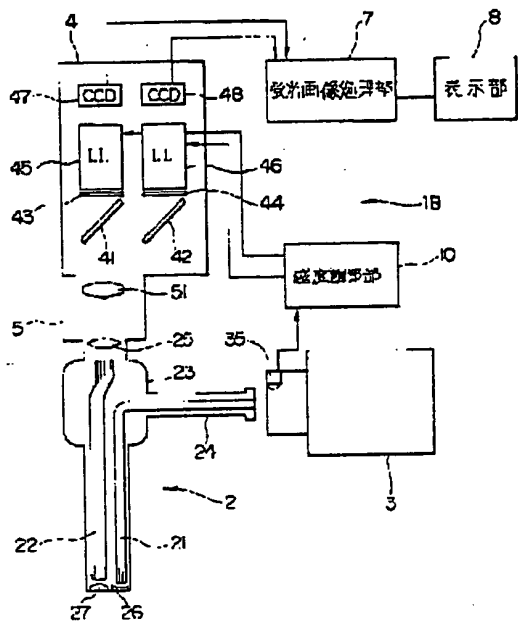


【図 9】

[FIGURE 9]

| | |
|----|-----------------------------------|
| 7 | Fluorescent Image Processing Part |
| 8 | Display Part |
| 10 | Sensitivity Controlling Part |

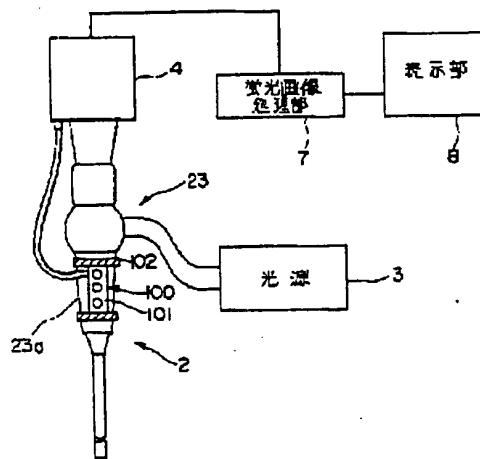
JP8-224210-A



【図 10】

[FIGURE 10]

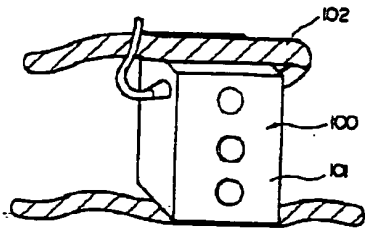
| | |
|---|-----------------------------------|
| 7 | Fluorescent Image Processing Part |
| 8 | Display Part |
| 3 | Light Source |



【図 11】

[FIGURE 11]

24210-A

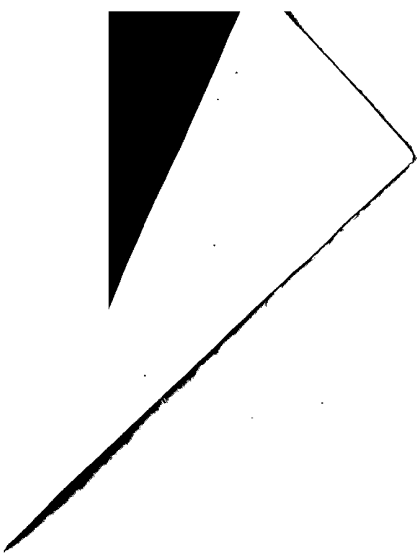


DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page: "WWW.DERWENT.CO.UK" (English)
 "WWW.DERWENT.CO.JP" (Japanese)



THIS PAGE BLANK (USPTO)